

3/5/1

DIALOG(R)File 351:Derwent WPI  
(c) 2004 Thomson Derwent. All rts. reserv.

013295142    \*\*Image available\*\*  
WPI Acc No: 2000-467077/200041  
XRPX Acc No: N00-348614

**Method to determine blood flow in vessel entrance of haemodialysis unit;  
involves measuring arterial and venous pressures when vessel entrance is  
open to allow blood flow and closed to prevent blood flow**

Patent Assignee: FRESenius MEDICAL CARE DEUT GMBH (FREP )

Inventor: KLEINEKOFORT W; KLEINEFORT W

Number of Countries: 026    Number of Patents: 003

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
DE 19917197	C1	20000727	DE 1017197	A	19990416	200041 B
EP 1044695	A2	20001018	EP 2000108111	A	20000413	200053
JP 2000325471	A	20001128	JP 2000112856	A	20000414	200065

Priority Applications (No.Type Date): DE 1017197 A 19990416

Patent Details:

Patent No	Kind	Lan	Pg	Main IPC	Filing Notes
-----------	------	-----	----	----------	--------------

DE 19917197	C1		12	A61M-001/16	
-------------	----	--	----	-------------	--

EP 1044695	A2 G			A61M-001/16	
------------	------	--	--	-------------	--

Designated States (Regional): AL AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT

LI LT LU LV MC MK NL PT RO SE SI

JP 2000325471	A		9	A61M-001/14	
---------------	---	--	---	-------------	--

Abstract (Basic): DE 19917197 C1

NOVELTY - The method involves measuring the arterial, and venous pressures with an open vessel entrance, when the blood is flowing through it, and with a closed vessel entrance, when there is no blood flowing through it, while the blood flow in the extracorporeal blood circuit (2) is varied. The pressures are used to determine the blood flow for the open vessel entrance.

DETAILED DESCRIPTION - An INDEPENDENT CLAIM is included for a device for implementing the method.

USE - Haemodialysis.

ADVANTAGE - Blood flow is accurately measured without a large technical outlay, without changing blood pipe connections. High safety, with reduce risk of thrombosis.

DESCRIPTION OF DRAWING(S) - The figure shows a simplified, schematic diagram of a device to measure blood flow and static pressure in vessel entrance together with a dialysis device.

- dialysate circuit (1)
- extracorporeal blood circuit (2)
- dialysator (3)
- semipermeable membrane (4)
- dialysate chamber (5)
- blood chamber (6)
- dialysate source (7)
- dialysate supply pipe (8)
- dialysate removal pipe (9)
- drain (10)
- dialysate pump (11)
- arterial channel (12)

venous channel (13)  
 blood supply pipe (14)  
 blood discharge pipe (15)  
 blood pump (16)  
 control line (17)  
 control unit (18)  
 arterial branch (19)  
 pressure sensor (20)  
 venous branch (21)  
 pressure measurement unit (22)  
 data lines (23,24,26,29,30)  
 memory unit (25)  
 computer unit (27)  
 display unit (28)  
 pp; 12 DwgNo 1/5

Title Terms: METHOD; DETERMINE; BLOOD; FLOW; VESSEL; ENTER; HAEMODIALYSIS;  
 UNIT; MEASURE; ARTERY; VEIN; PRESSURE; VESSEL; ENTER; OPEN; ALLOW; BLOOD;  
 FLOW; CLOSE; PREVENT; BLOOD; FLOW

Derwent Class: P31; P34; S02; S05

International Patent Class (Main): A61M-001/14; A61M-001/16

International Patent Class (Additional): A61B-005/0215; A61B-005/026;  
 A61M-001/34

File Segment: EPI; EngPI

3/5/2

DIALOG(R)File 351:Derwent WPI

(c) 2004 Thomson Derwent. All rts. reserv.

010260328 \*\*Image available\*\*

WPI Acc No: 1995-161583/199521

XRPX Acc No: N95-126754

**Pump segment calibration method for peristaltic pump - by determining  
 calibration curve from three calibration pair values with computer  
 determining flow rate from curve, inlet pressure and propulsion rate**

Patent Assignee: GAMBRO LUNDIA AB (GAMB ); GAMBRO AB (GAMB )

Inventor: STERNBY J

Number of Countries: 019 Number of Patents: 007

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
WO 9510310	A1	19950420	WO 94SE952	A	19941010	199521 B
EP 723463	A1	19960731	EP 94929719	A	19941010	199635
			WO 94SE952	A	19941010	
JP 9503415	W	19970408	WO 94SE952	A	19941010	199724
			JP 95511678	A	19941010	
US 5733257	A	19980331	WO 94SE952	A	19941010	199820
			US 96602749	A	19960222	
EP 723463	B1	20010328	EP 94929719	A	19941010	200118
			WO 94SE952	A	19941010	
DE 69426985	E	20010503	DE 626985	A	19941010	200132
			EP 94929719	A	19941010	
			WO 94SE952	A	19941010	
ES 2155094	T3	20010501	EP 94929719	A	19941010	200136

Priority Applications (No Type Date): SE 933319 A 19931011

Cited Patents: EP 315312; WO 9006781; WO 9109229

Patent Details:

Patent No Kind Lan Pg Main IPC Filing Notes

WO 9510310 A1 27 A61M-001/14

Designated States (National): JP US

Designated States (Regional): AT BE CH DE DK ES FR GB GR IE IT LU MC NL  
PT SE

EP 723463 A1 E 27 A61M-001/14 Based on patent WO 9510310

Designated States (Regional): AT BE CH DE DK ES FR GB IE IT LI NL PT SE

JP 9503415 W 25 A61M-001/14 Based on patent WO 9510310

US 5733257 A 13 A61M-001/00 Based on patent WO 9510310

EP 723463 B1 E A61M-001/14 Based on patent WO 9510310

Designated States (Regional): AT BE CH DE DK ES FR GB IE IT LI NL PT SE

DE 69426985 E A61M-001/14 Based on patent EP 723463

Based on patent WO 9510310

ES 2155094 T3 A61M-001/14 Based on patent EP 723463

Abstract (Basic): WO 9510310 A

The method involves introducing a fluid into a pump segment (36) and pumping it using the peristaltic pump, at a substantially constant flow rate. Three different inlet pressures are obtained and measured by a pressure meter (16) and the corresponding fluid flow is measured by the internal flow meter to obtain calibration pair values.

A calibration curve is calculated from the calibration pair values by a computer inside the medical machine. The actual fluid flow rate is determined by the computer from the calibration curve based on the actual inlet pressure and the actual revolution rate of the pump.

USE/ADVANTAGE - For haemodialysis, hemodiafiltration and haemofiltration. Provides accurate pump calibration. Avoids need for recalibration after each treatment.

Dwg.4/9

Title Terms: PUMP; SEGMENT; CALIBRATE; METHOD; PERISTALTIC; PUMP; DETERMINE  
; CALIBRATE; CURVE; THREE; CALIBRATE; PAIR; VALUE; COMPUTER; DETERMINE;  
FLOW; RATE; CURVE; INLET; PRESSURE; PROPEL; RATE

Derwent Class: P34; Q56; S02; S05

International Patent Class (Main): A61M-001/00; A61M-001/14

International Patent Class (Additional): F04B-049/08

File Segment: EPI; EngPI

(19)



Europäisches Patentamt

European Patent Office

Office européen des brevets



(11)

EP 1 044 695 A2

(12)

## EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:  
18.10.2000 Patentblatt 2000/42

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>: A61M 1/16, A61M 1/34

(21) Anmeldenummer: 00108111.6

(22) Anmeldetag: 13.04.2000

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU  
MC NL PT SE

Benannte Erreichungsstaaten:  
AL LT LV MK RO SI

(30) Priorität: 16.04.1999 DE 19917197

(71) Anmelder:  
Fresenius Medical Care Deutschland GmbH  
61352 Bad Homburg v.d.H. (DE)

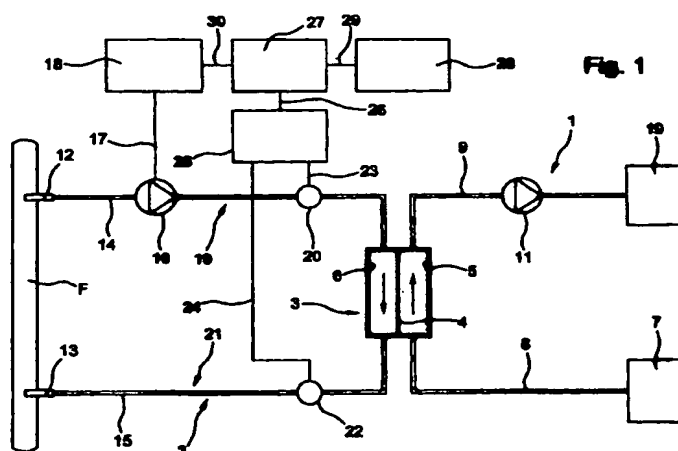
(72) Erfinder: Kleinefort, Wolfgang  
65779 Kelkheim (DE)

(74) Vertreter:  
Luderschmidt, Schüler & Partner GbR  
Patentanwälte,  
John-F.-Kennedy-Strasse 4  
65189 Wiesbaden (DE)

## (54) Verfahren und Vorrichtung zur Ermittlung des Blutflusses in einem Gefäßzugang

(57) Es wird ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Ermittlung des Blutflusses  $Q_F$  in einem Gefäßzugang (F) während einer extrakorporalen Blutbehandlung beschrieben, bei der Blut über einen arteriellen Zweig (19) eines extrakorporalen Kreislaufs (2), der an einem arteriellen Anschluß (12) mit dem Gefäßzugang in Fluidverbindung steht, in die Blutbehandlungseinheit (3) der Blutbehandlungsvorrichtung gelangt und über einen venösen Zweig (21) des extrakorporalen Kreislaufs, der an einem venösen Anschluß (13) mit dem Gefäßzugang in Fluidverbindung steht, zurückgeführt wird. Die

Bestimmung des Blutflusses im Gefäßzugang beruht darauf, daß der Druck im arteriellen und/oder venösen Zweig  $p_{art}$ ,  $p_{ven}$  des extrakorporalen Kreislaufs bei offenem und unterbrochenem Gefäßzugang gemessen wird, während der extrakorporale Blutfluß  $Q_B$  verändert wird. Aus den gemessenen Werten des arteriellen und/oder venösen Drucks bei offenem und unterbrochenem Gefäßzugang wird dann der Fistelfluß  $Q_F$  bestimmt.



EP 1 044 695 A2

## Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betreiben einer Blutbehandlungsvorrichtung zur Ermittlung des Blutflusses in einem Gefäßzugang während einer extrakorporalen Blutbehandlung und eine Vorrichtung zur Ermittlung des Blutflusses in einem Gefäßzugang während einer extrakorporalen Blutbehandlung.

[0002] Bei Verfahren der chronischen Blutreinigungstherapie wie Hämodialyse, Hämofiltration und Hämodiafiltration wird Blut über einen extrakorporalen Kreislauf durch eine Blutbehandlungseinheit, beispielsweise einen Dialysator oder Filter geleitet. Als Zugang zum Blutgefäßsystem wird häufig operativ eine arteriovenöse Fistel angelegt, die im allgemeinen mit einer arteriellen und venösen Kanüle punktiert wird (Doppelnadel-Dialyse). Ebenso ist der Einsatz eines Gefäßimplantats (PTFE graft) möglich. Wenn nachfolgend von dem Begriff „Gefäßzugang“ die Rede ist, wird darunter jede Art eines Zugangs zu einem Blutgefäß eines Patienten, insbesondere aber die Verbindung zwischen einer Arterie und einer Vene des Patienten verstanden.

[0003] Typische Flüsse innerhalb eines einwandfrei funktionierenden Gefäßzugangs liegen im Bereich von 1100 ml/min. Die Messung von Blutfluß und Gefäßdruckzustand ist für die Überwachung der Funktion von entscheidender Bedeutung. Gefäßimplantate, die einen Fluß unterhalb von 600 bis 800 ml/min sowie abnorme Drücke aufweisen, zeigen eine deutlich erhöhte Thromboserisiko. Thrombosen entwickeln sich infolge unerkannter Stenosen, die zu einer Verminderung des Blutflusses im Gefäßzugang führen. Durch die Früherkennung von Gefäßzugängen mit abnehmendem Blutfluß ist es daher möglich, bevorstehende Thrombosen zu vermeiden. Weiterhin kann durch die Identifizierung von Gefäßzugängen mit pathologisch hohen Flüssen oberhalb 2000 ml/min einer Überbelastung des Herz-Kreislaufsystems des Patienten vorgebeugt werden.

[0004] Die DE 40 24 434 A1 beschreibt eine Vorrichtung zur Ultrafiltrationskontrolle bei Blutreinigungsverfahren, die über eine im extrakorporalen Blutkreislauf angeordnete Druckmeßeinrichtung sowie eine Auswerteinheit verfügt, in der die gemessenen Druckwerte in zeitlicher Abfolge gespeichert und aus der Änderung der Druckwerte auf eine Veränderung der Blutviskosität geschlossen wird.

[0005] Eine Vorrichtung zur Messung des Fistelflusses ist aus der DE 195 41 783 C1 bekannt. Die Messung des Fistelflusses beruht darauf, daß die Temperatur im arteriellen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs unter Variation des extrakorporalen Blutflusses gemessen wird.

[0006] Ein weiteres Verfahren zur Ermittlung des Blutflusses im Gefäßzugang beruht auf der Messung der Rezykulation vor und nach Vertauschen des arteriellen und venösen Blutschlauches an den Kanülen. Diese Methode zeigt gute klinische Ergebnisse. Nachteilig ist jedoch, daß bei unsachgemäßem Vertauschen der Schläuche die Gefahr von Blutverlusten, Infektionen sowie ein Restrisiko von Luftembolien besteht.

[0007] Im klinischen Alltag wird der statische Druck im Gefäßzugang nach Abschalten der Blutpumpe sowie der Ultrafiltration gemessen. Wenn aber die Blutpumpe angehalten wird, besteht das Risiko der Koagulation im Blutschlauchsystem.

[0008] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zum Betreiben einer Blutbehandlungsvorrichtung anzugeben, das es erlaubt, ohne großen technischen Aufwand den Blutfluß im Gefäßsystem mit großer Zuverlässigkeit zu ermitteln, ohne daß ein Vertauschen der Blutschlauchanschlüsse notwendig ist. Ein weitere Aufgabe der Erfindung liegt darin, eine technisch relativ einfach zu realisierende Vorrichtung bereitzustellen, mit der sich der Blutfluß im Gefäßzugang mit hoher Sicherheit ermitteln läßt, ohne daß ein Vertauschen der Blutschlauchanschlüsse notwendig ist.

[0009] Die Lösung dieser Aufgabe erfolgt mit dem Verfahren des Patentanspruchs 1 bzw. der Vorrichtung des Anspruchs 10.

[0010] Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren erfolgt die Ermittlung des Blutflusses im Gefäßzugang auf der Grundlage einer Druckmessung bei offenem Gefäßzugang, während Blut durch denselben zwischen dem arteriellen und venösen Anschluß strömt, und bei unterbrochenem Gefäßzugang, während kein Blut durch denselben strömt, wobei der Blutfluß im extrakorporalen Kreislauf verändert wird. Aus den gemessenen Werten des Drucks bei offenem und unterbrochenem Gefäßzugang wird dann der Blutfluß im offenen Gefäßzugang bestimmt. Der Blutfluß kann entweder allein aus den gemessenen Werten des Drucks im arteriellen Zweig bei offenem und unterbrochenem Gefäßzugang oder allein aus den Werten des Drucks im venösen Zweig bei offenem und unterbrochenem Gefäßzugang ermittelt werden. Es ist aber auch möglich, zur Bestimmung des Blutflusses sowohl die Werte des arteriellen als auch des venösen Drucks bei offenem und unterbrochenem Gefäßzugang heranzuziehen. Der Gefäßzugang wird zwischen den Kanülen vorzugsweise mit der Hand abgedrückt, was in der Praxis Vorteile bietet, kann aber auch mit einem Kompensationsschlauch, einer Manschette oder dgl. abgedrückt werden.

[0011] Zweckmäßigerweise werden zunächst alle Meßwerte bei offenem bzw. unterbrochenem Gefäßzugang und dann erst alle Meßwerte bei unterbrochenem bzw. offenem Gefäßzugang aufgenommen, während der Blutfluß in vorgegebenen Grenzen variiert wird. Damit erfolgt die Meßwertaufnahme in zwei aufeinanderfolgenden Takten, wobei der Gefäßzugang einmal geöffnet und einmal unterbrochen wird.

[0012] In einer ersten Variante des beanspruchten Verfahrens wird zur Ermittlung des Blutflusses im offenen Gefäßzugang derjenige Blutfluß im extrakorporalen Kreislauf bestimmt bei dem der Druck im arteriellen Zweig bzw. im

venösen Zweig bei unterbrochenem Gefäßzugang gleich dem Druck im arteriellen bzw. venösen Zweig bei offenem Gefäßzugang ist. In diesem Fall ist der extrakorporale Blutfluß gleich dem Blutfluß im Gefäßzugang. Von Vorteil ist daß nur eine Druckmessung entweder im arteriellen oder venösen Zweig erforderlich ist.

**[0013]** Eine zweite Variante des Verfahrens sieht eine Messung im arteriellen und venösen Zweig vor, um sowohl den Blutfluß im extrakorporalen Kreislauf zu bestimmen, bei dem der Druck im arteriellen Zweig bei unterbrochenem Gefäßzugang gleich dem arteriellen Druck bei offenem Gefäßzugang ist als auch den extrakorporalen Blutfluß zu ermitteln, bei dem der venöse Druck bei unterbrochenem Gefäßzugang gleich dem venösen Druck bei offenem Gefäßzugang ist. Der Blutfluß im offenen Zugang wird dann vorteilhafterweise durch Bildung des Mittelwertes der beiden extrakorporalen Blutflüsse bestimmt.

**[0014]** Bei einer weiteren Variante des Verfahrens wird die Differenz zwischen dem Druck im arteriellen Zweig bei unterbrochenem Gefäßzugang und dem Druck im arteriellen Zweig bei offenem Gefäßzugang und die Differenz zwischen dem venösen Druck bei unterbrochenem Gefäßzugang und dem venösen Druck bei offenem Gefäßzugang als Funktion des extrakorporalen Blutflusses ermittelt. Für den Fall, daß beide Differenzen gleich null sind, ist der extrakorporale Blutfluß gleich dem Blutfluß im offenen Gefäßzugang.

**[0015]** Die gemessenen Druckwerte werden vorzugsweise in zeitlicher Abfolge gespeichert. Aus den diskreten Meßwerten werden vorteilhafterweise die Parameter einer den arteriellen und/oder venösen Druck in Abhängigkeit vom extrakorporalen Blutfluß darstellenden Funktion bestimmt. Hierzu können die bekannten mathematischen Verfahren Anwendung finden. Je nach der erforderlichen Genauigkeit werden eine größere oder kleinere Anzahl von Meßwerten erforderlich sein. Außerhalb der vorgegebenen Grenzen wird der arterielle und/oder venöse Druck vorteilhafterweise durch Extrapolation des Funktionsverlaufes bestimmt, so daß der Blutfluß nur innerhalb relativ enger Grenzen variiert zu werden braucht.

**[0016]** Aus den gemessenen Werten des arteriellen und/oder venösen Drucks im extrakorporalen Kreislauf kann auch der arterielle bzw. venöse statische Druck im Gefäßzugang bestimmt werden. Hierzu wird durch Extrapolation des Funktionsverlaufes derjenige arterielle bzw. venöse extrakorporale Druck bestimmt, bei dem der extrakorporale Blutfluß gleich null ist.

**[0017]** Die beanspruchte Vorrichtung verfügt zum Messen des Drucks im arteriellen und/oder venösen Zweig über eine arterielle und/oder venöse Druckmeßeinrichtung. Eine Steuereinheit ist vorgesehen, um durch Verändern der Flußrate der im extrakorporalen Kreislauf angeordneten Blutpumpe den extrakorporalen Blutfluß variieren zu können. Die Meßwerte werden in einer Speichereinheit gespeichert. Der Blutfluß im Gefäßzugang wird aus den gespeicherten Meßwerten in einer Recheneinheit berechnet.

**[0018]** Nachfolgend werden unter Bezugnahme auf die Zeichnungen verschiedene Ausführungsbeispiele der Erfindung näher erläutert.

**[0019]** Es zeigen:

**Figur 1** eine Vorrichtung zur Ermittlung des Blutflusses und des statischen Drucks im Gefäßzugang zusammen mit einer Dialysevorrichtung in einer stark vereinfachten schematischen Darstellung,

**Figur 2** die Druck- bzw. Flußänderung beim Unterbrechen des Gefäßzugangs zwischen arteriellem und venösem Anschluß, wenn der Blutfluß im Gefäßzugang größer als der Blutfluß im extrakorporalen Kreislauf ist,

**Figur 3** den Druck im arteriellen bzw. venösen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs bei offenem und unterbrochenem Gefäßzugang als Funktion des extrakorporalen Blutflusses für eine simulierte Dialysebehandlung,

**Figur 4** die Differenz zwischen dem arteriellen bzw. venösen Druck bei unterbrochenem Gefäßzugang und dem arteriellen bzw. venösen Druck bei offenem Gefäßzugang als Funktion des extrakorporalen Blutflusses für eine simulierte Dialysebehandlung und

**Figur 5** den arteriellen bzw. venösen Druck als Funktion des extrakorporalen Blutflusses für eine simulierte Dialysebehandlung.

**[0020]** Die Vorrichtung zur Ermittlung des Blutflusses  $Q_F$  im Gefäßzugang (Fistelfluß) kann eine separate Baugruppe bilden. Sie kann aber auch Bestandteil der Blutbehandlungsvorrichtung sein, zumal einige ihrer Komponenten in den bekannten Blutbehandlungsvorrichtungen bereits vorhanden sind. Nachfolgend wird die Vorrichtung zur Ermittlung des Fistelflusses zusammen mit den wesentlichen Komponenten der Blutbehandlungsvorrichtung beschrieben. Bei der Blutbehandlungsvorrichtung handelt es sich in dem vorliegenden Ausführungsbeispiel um ein konventionelles Dialysegerät.

**[0021]** Das Dialysegerät umfaßt einen Dialysierflüssigkeitskreislauf 1 und einen extrakorporalen Blutkreislauf 2, zwischen denen ein Dialysator 3 angeordnet ist, der durch eine semipermeable Membran 4 in eine Dialysierflüssig-

keitskammer 5 und eine Blutkammer 6 trennt ist. Von einer Dialysierflüssigkeitsquelle 7 führt eine Dialysierflüssigkeitszufuhrleitung 8 zu dem Einlaß der Dialysierflüssigkeitskammer, von deren Auslaß eine Dialysierflüssigkeitsabfuhrleitung 9 zu einem Abfluß 10 führt. In die Dialysierflüssigkeitsabfuhrleitung ist zur Förderung der Dialysierflüssigkeit eine Dialysierflüssigkeitspumpe 11 geschaltet.

- 5 **[0022]** Die Fistel F des Patienten ist mit einer arteriellen und venösen Kanüle 12, 13 punktiert. Von dem arteriellen Anschluß führt eine Blutzufuhrleitung 14 zu dem Einlaß der Blutkammer, während eine Blutabfuhrleitung 15 von deren Auslaß zu dem venösen Anschluß führt. In die Blutzufuhrleitung ist eine den Blutfluß im extrakorporalen Kreislauf vorgebende Blutpumpe 16 geschaltet die über eine Steuerleitung 17 mit einer Steuereinheit verbunden ist. Mit der Steuereinheit 18 kann die Förderrate der Blutpumpe innerhalb eines vorgegebenen Bereichs verändert werden. Zum  
10 Messen des Drucks im arteriellen Zweig 19 ist eine arterielle Druckmeßeinrichtung 20 und zum Messen des Drucks im venösen Zweig 21 des extrakorporalen Kreislaufs ist eine venöse Druckmeßeinrichtung 22 vorgesehen. Die beiden Druckmeßeinrichtungen sind über Datenleitungen 23, 24 mit einer Speichereinheit 25 verbunden, in der die gemessenen Werte in zeitlicher Abfolge digital gespeichert werden. Die Speichereinheit ist über eine Datenleitung 26 mit einer Recheneinheit 27 verbunden, die aus den Meßwerten den Fistelfluß und den statischen Druck in der Fistel  
15 berechnet. Die ermittelten Größen werden auf einer Anzeigeeinheit 28 angezeigt die über eine Datenleitung 29 mit der Recheneinheit verbunden ist. Zur Steuerung des Programmablaufs ist die Recheneinheit ihrerseits über eine Datenleitung 30 mit der Steuereinheit verbunden. Die Recheneinheit kann ein konventioneller Mikroprozessor sein.

**[0023]** Im folgenden wird das Prinzip der Messung im einzelnen erläutert.

- 20 **[0024]** Während der laufenden Dialysebehandlung werden der arterielle und venöse Druck  $p_{art}$ ,  $p_{ven}$  im extrakorporalen Kreislauf als Funktion des extrakorporalen Blutflusses  $Q_B$  aufgenommen. Aus der Messung erhält man folgende Funktionen:

$P_{art}(Q_B)$ : Arterieller Druck im extrakorporalen Kreislauf als Funktion von  $Q_B$ .

$P_{ven}(Q_B)$ : Venöser Druck im extrakorporalen Kreislauf als Funktion von  $Q_B$ .

25

**[0025]** Nach Beendigung der Messung wird der Gefäßzugang zwischen arterieller und venöser Kanüle abgedrückt und der veränderte extrakorporale Druck als Funktion des extrakorporalen Blutflusses aufgezeichnet. Die Kompression des Gefäßzugangs zwischen den Kanülen entweder mit den Fingern oder einem Kompressionsschlauch stellt eine bereits klinisch etablierte Methode zur Bestimmung des Gefäßwiderstandes dar. Weiterhin konnte bereits gezeigt werden, daß sich das Herzminutenvolumen durch kurzzeitiges Abdrücken des Gefäßzugangs ( $t \leq 2$  min) nicht ändert. Um  
30 artifizielle Druckschwankungen zu vermeiden, sollte der Patient während der Messungen seine Position beibehalten. Zusätzlich wird die Ultrafiltrationsrate nicht verändert. Somit kann während der Messung von hämodynamischer Stabilität ausgegangen werden. Man erhält:

- 35  $P_{art\ komp}(Q_B)$ : Arterieller Druck im extrakorporalen Kreislauf als Funktion von  $Q_B$ , nach Abdrücken des Gefäßzugangs.

$P_{ven\ komp}(Q_B)$ : Venöser Druck im extrakorporalen Kreislauf als Funktion von  $Q_B$  nach Abdrücken des Gefäßzugangs.

40

**[0026]** Die bei laufender Blutpumpe im extrakorporalen Kreislauf gemessenen Drücke setzen sich zusammen aus dem dynamischen Druck im Extrakorporalsystem sowie dem dynamischen Druck im Gefäßzugang des Patienten. Der dynamische Druck im Extrakorporalsystem ist eine Funktion des extrakorporalen Blutflusses, der Blutviskosität sowie die Summe der Flußwiderstände im extrakorporalen Kreislauf. Der dynamische Druck im Gefäßzugang des Patienten  
45 ist eine Funktion des systemischen Blutdrucks sowie der systemischen vaskulären Flußwiderstände. Der Fisteldruck ist somit ein patientenspezifischer Parameter, er hängt zusätzlich ab von der Art des Gefäßzugangs, der Viskosität des Blutes sowie vom Gefäßsystem, das den Gefäßzugang mit Blut versorgt. Analog zum dynamischen Druck im Extrakorporalsystem führt eine Änderung des Fisteldrucks, z. B. durch Blutdruckschwankung, Viskositäterhöhung oder Lageänderung des Patienten zur Änderung sowohl des arteriellen als auch des venösen extrakorporalen Druckwertes.

- 50 **[0027]** Figur 2 zeigt schematisch die Fluß- und Druckverhältnisse vor bzw. nach Abdrücken der Fistel. Bei stehender Blutpumpe und abgedrücktem Gefäßzugang liegt an der arteriellen Kanüle 12 der systemische arterielle Blutdruck des Patienten an. Dieser liegt je nach Blutdruck im Bereich von 50-150 Torr. Der Druck an der venösen Kanüle 13 entspricht dem venösen Rücklaufdruck im Gefäßzugang des Patienten (3-15 Torr). Bei offenem Gefäßzugang beträgt der arterielle Druck im Gefäßzugang bei intakten Fisteln ca. 27 Torr und bei intakten PTFE grafts ca. 49 Torr. Der venöse  
55 Druck liegt bei ca. 17 Torr (Fistel) bzw. ca. 35 Torr (graft).

**[0028]** Bei laufender Blutpumpe und offenem Gefäßzugang ist der Fistelfluß  $Q_F$  in der Regel größer als der extrakorporale Blutfluß  $Q_B$ . In diesem Fall fließt während der Dialysebehandlung zwischen den Kanülen innerhalb des Gefäßes ein reduzierter Fistelfluß  $Q_F - Q_B$ . Für den Fall, daß der extrakorporale Blutfluß größer als der Fluß im Gefäß ist

( $Q_B > Q_F$ ), wird die Differenz  $Q_F - Q_B$  negativ, d.h. es tritt ein Rezirkulationsfluß von der venösen zur arteriellen Kanüle auf. Im Fall, daß der extrakorporale Blutfluß genau gleich dem Fluß im Gefäßzugang ist, fließt zwischen arterieller und venöser Kanüle kein Blut durch den Gefäßzugang. Im folgenden wird zwischen den drei Fällen  $Q_B < Q_F$ ,  $Q_B > Q_F$  und  $Q_B = Q_F$  unterschieden.

5 [0029]  $Q_B < Q_F$ : Im Fall, daß der reduzierte Fluß  $Q_F - Q_B$  zwischen arterieller und venöser Kanüle durch Abdrücken behindert wird, bildet sich an der arteriellen Nadel ein Staudruck aus. Dadurch erhöht sich der arterielle extrakorporale Druck  $p_{art\ komp}$ . Hierbei gilt: Je höher der reduzierte Fluß  $Q_F - Q_B$ , desto höher ist der Staudruck. Hingegen sinkt der venöse extrakorporale Druck  $p_{ven\ komp}$  ab, wobei der venöse Druckabfall ebenfalls abhängig vom reduzierten Fluß  $Q_F - Q_B$  ist.

10 [0030]  $Q_B = Q_F$ : In diesem Grenzfall tritt beim Abdrücken des Gefäßes zwischen den Kanülen keine Änderung der Druck- und Flußverhältnisse ein.

[0031]  $Q_B > Q_F$ : Wenn der extrakorporale Blutfluß größer als der Fluß im Gefäßzugang ist, tritt Rezirkulation auf. Der Rezirkulationsfluß von venöser zu arterieller Kanüle wird durch Kompression des Gefäßes zwischen den Kanülen ausgeschaltet. Dadurch sinkt der arterielle extrakorporale Druck, wobei die resultierende (negative) Druckdifferenz vom Rezirkulationsfluß abhängig ist. Der venöse extrakorporale Druck steigt hingegen leicht an, da das Abfließen des venösen Blutes durch Unterbindung des Rezirkulationsflusses behindert wird.

15 [0032] Die folgende Tabelle faßt die arteriellen und venösen Druckänderungen für die oben aufgeführten Flußverhältnisse zusammen.

$\Delta p_{art.} (Q_B)$	$\Delta p_{ven.} (Q_B)$	Fluß im Gefäßzugang
+	-	$Q_B < Q_F$
0	0	$Q_B = Q_F$
-	+	$Q_B > Q_F$

[0033] Hierbei ist:

$$\Delta p_{art.}(Q_B) = p_{art. komp}(Q_B) - p_{art.}(Q_B) \quad (\text{Gleichung 1})$$

$$\Delta p_{ven.}(Q_B) = p_{ven. komp}(Q_B) - p_{ven.}(Q_B) \quad (\text{Gleichung 2})$$

35 [0034] Es zeigt sich, daß bereits durch eine einzige Differenzdruckmessung bei laufender Behandlung eine qualitative Aussage über den Fluß im Gefäßzugang möglich ist.

[0035] Figur 3 zeigt für eine simulierte Dialysebehandlung die Druck-Fluß-Kurve bei offenem und abgedrücktem Gefäßzugang bei einem Fistelfluß von  $700 \pm 5$  ml/min. Es zeigt sich, daß der Fluß im extrakorporalen Kreislauf turbulent ist. Folglich verläuft die Funktion  $p=f(Q_B)$  nichtlinear, kann jedoch mit quadratischen Polynomen vom Typ  $y=a+bx+cx^2$  mit hoher Korrelation angepaßt werden.

40 [0036] Zur Messung der Funktion  $p=f(Q_B)$  wurde der Blutfluß im Bereich von 50-550 ml/min variiert und der zugehörige extrakorporale Druck ausgelesen. Anschließend wurden die Funktionen mit Polynomen zweiten Grades angepaßt und extrapoliert. Die Korrelationskoeffizienten lagen im Bereich von  $R^2 > 0,998$ .

[0037] Bei stehender Blutpumpe beträgt der arterielle Druck im offenen Gefäßzugang ca. 34 Torr, der venöse Druck liegt im Bereich von 32 Torr. Durch Kompression des Gefäßes zwischen den Kanülen erhöht sich der statische arterielle Druck auf ca. 94 Torr. Dieser Wert entspricht somit dem mittleren systemischen Druck des arteriellen Systems. Der statische venöse Druck sinkt auf ca. 7 Torr und spiegelt den venösen Rücklaufdruck wieder. Bei Erhöhung des Blutflusses sinkt die anfängliche Druckdifferenz zwischen komprimiertem und offenem Gefäß, da die abgedrückte Stelle des Gefäßes durch den extrakorporalen Kreislauf zunehmend überbrückt wird.

50 [0038] Im Schnittpunkt der jeweiligen arteriellen und venösen Funktionspaare  $p=f(Q_B)$  gilt  $\Delta p=0$ . Im Falle, daß sich der extrakorporale Druck bei Kompression des Gefäßes nicht ändert, muß folglich der resultierende Fluß zwischen den Kanülen bei offenem Gefäß null sein, d. h. Fistelfluß und extrakorporaler Blutfluß sind identisch. Somit kann der Fistelfluß direkt aus dem zum Schnittpunkt zugehörigen  $Q_B$ -Wert abgelesen werden.

[0039] Die Berechnung der Schnittpunkte der Polynomfunktionen zweiten Grades erfolgt nach folgendem Verfahren:

55 [0040] Das Polynom zweiten Grades für die Druck-Fluß-Kurve bei offenem Gefäß sei gegeben durch:

$$y_1 = a_1 + b_1 x + c_1 x^2 \quad (\text{Gleichung 3})$$



[0041] Bei abgedrücktem Gefäß  $y_2$  die Polynomfunktion gegeben durch:

$$y_2 = a_2 + b_2 x + c_2 x^2 \quad (\text{Gleichung 4})$$

[0042] Gleichsetzen von Gleichung 3 und Gleichung 4 liefert:

$$a_1 + b_1 x + c_1 x^2 = a_2 + b_2 x + c_2 x^2 \quad (\text{Gleichung 5})$$

[0043] Daraus folgt nach Umformung:

$$(a_1 - a_2) + (b_1 - b_2)x + (c_1 - c_2)x^2 = 0 \quad (\text{Gleichung 6})$$

[0044] Mit folgenden Substitutionen

$$a_1 - a_2 = A$$

$$b_1 - b_2 = B$$

$$c_1 - c_2 = C$$

folgt für die Lösung der gemischtquadratischen Gleichung 6:

$$x_1 = \frac{-B + \sqrt{B^2 - 4AC}}{2C} \quad (\text{Gleichung 7})$$

$$x_2 = \frac{-B - \sqrt{B^2 - 4AC}}{2C} \quad (\text{Gleichung 8})$$

[0045] Gleichung 6 hat zwei Lösungen, die entweder verschiedenen reell, gleich reell oder konjugiert komplex sein können. Die Entscheidung darüber liefert die Diskriminante D:

$$D = B^2 - 4AC \quad (\text{Gleichung 9})$$

[0046] Ist D positiv, so gibt es zwei verschiedene reelle Lösungen. Ist D=0, so gibt es eine reelle Doppellösung. Ist dagegen D negativ, so hat Gleichung 4 zwei konjugiert komplexe Lösungen. Im vorliegenden Fall ist D immer positiv, Gleichung 4 liefert folglich zwei verschieden reelle Schnittpunkte. Von physikalischem Interesse sind lediglich Werte  $x > 0$  (positiver extrakorporaler Blutfluß). Somit ist der gesuchte Schnittpunkt der Druck-Fluß-Kurven die positive Lösung aus Gleichung 7 und 8.

[0047] Die folgende Tabelle faßt die Konstanten der Anpassungsrechnungen vom Typ  $y = a + bx + cx^2$  der Druck-Fluß-Kurve  $p = f(Q_p)$  aus Figur 3 zusammen.

Druck-Fluß-Kurve	a	b	c	R <sup>2</sup>
Arteriell bei offenem Gefäß	30,0714	-0,07591	$-6,66965 \cdot 10^{-4}$	0,99915
Arteriell bei abgedrücktem Gefäß	88,40084	-0,13109	$-7,050 \cdot 10^{-4}$	0,99970
Venös bei offenem Gefäß	19,45073	0,08208	$8,70911 \cdot 10^{-4}$	0,99988
Venös bei abgedrücktem Gefäß	-3,11153	0,0633	$9,45423 \cdot 10^{-5}$	0,99994

[0048] Einsetzen der jeweiligen Werte in Gleichung 6 und Berechnung nach Gleichung 7 und 8 liefert die sich aus folgender Tabelle ergebenden Schnittpunkte:

Wertepaar	Schnittpunkt nach Gleichung 7	Schnittpunkt nach Gleichung 8
Arterielle Druck-Fluß-Kurve	723 ml/min	-2284 ml/min
Venöse Druck-Fluß-Kurve	-439 ml/min	691 ml/min

[0049] Der Fistelfluß wird durch Bildung des Mittelwertes berechnet. Im Bereich positiver müsses beträgt der Mittelwert des errechneten Flusses im Gefäßzugang  $707 \pm 23$  ml/min.

[0050] Eine alternative Darstellung der Druckmessung bei offenem und abgedrücktem Gefäßzugang zeigt Figur 4. Hier ist die Druckdifferenz  $\Delta p$  nach Gleichung 1 und 2 als Funktion des effektiven extrakorporalen Blutflusses aufgetragen. Die Meßdaten wurden wiederum mit Polynomen zweiten Grades angepaßt. Im Fall, daß der extrakorporale Druck bei offener und bei abgedrückter Fistel gleich ist ( $\Delta p=0$ ), sind extrakorporaler Blutfluß und Fluß im Gefäßzugang identisch. Folglich kann sowohl aus dem gemeinsamen Schnittpunkt der Polynome als auch aus den Schnittpunkten der einzelnen Polynome mit der x-Achse der Fistelfluß bestimmt werden. Die folgende Tabelle faßt die Konstanten der Anpassungsrechnung vom Typ  $y=a+bx+cx^2$  aus Figur 4 zusammen.

Druckdifferenz	a	b	c	$R^2$
$\Delta p_{art} (Q_B)$ nach Gleichung 1	58,24088	-0,05247	$-4,04643 \cdot 10^{-5}$	0,98834
$\Delta p_{ven} (Q_B)$ nach Gleichung 2	-22,90486	-0,0149	$6,44045 \cdot 10^{-5}$	0,9222

[0051] Die Schnittpunktberechnung der in Figur 4 dargestellten Polynome nach Gleichung 7 und 8 liefert als Flußwerte  $Q_F = 719$  ml/min. Die Schnittpunkte der Polynome mit der x-Achse können berechnet werden, indem der y-Wert gleich null gesetzt wird:

$$a+bx+cx^2 = 0 \quad (\text{Gleichung 10})$$

[0052] Analog zu Gleichung 6 wird die Lösung der gemischtquadratischen Gleichung 10 somit aus den Gleichungen 7 und 8 berechnet. Die jeweiligen  $Q_F$ -Werte betragen 715 ml/min (arterielle Kurve in Figur 4) bzw. 723 ml/min (venöse Kurve in Figur 4).

[0053] Bei dem Verfahren der Fistelflußmessung werden während der laufenden Dialysebehandlung der arterielle und venöse Druck im extrakorporalen Kreislauf als Funktion des extrakorporalen Blutflusses  $Q_B$  aufgenommen.

[0054] Der statistische arterielle und venöse Druck kann wie folgt ermittelt werden: Die Funktion  $p_{art} (Q_B)$  und  $p_{ven} (Q_B)$  werden mit quadratischen Polynomen vom Typ  $y=a+bx+cx^2$  angepaßt. Anschließend wird der y-Achsenabschnitt a von arterieller und venöser Druck-Fluß-Kurve errechnet. An diesem Punkt der Kurven ist der extrakorporale Druck gleich dem statischen Druck im Gefäßzugang plus dem hydrostatischen Druck, der durch Höhenunterschiede zwischen extrakorporalem Drucksensor und Gefäßzugang zustande kommt. In guter Näherung kann man pro cm Höhendifferenz ca. 0,77 Torr Druckdifferenz annehmen.

[0055] Figur 5 zeigt den Funktionswert von arterieller und venöser Druck-Fluß-Kurve  $p=f(Q_B)$  für eine simulierte Dialysebehandlung sowie die zugehörige mathematische Anpassung. Die Funktion  $p=f(Q_B)$  ist zwar nichtlinear, sie kann jedoch mit quadratischen Polynomen vom Typ  $y=a+bx+cx^2$  mit hoher Korrelation angepaßt werden. Durch Einsetzen von  $x=0$  als Bedingung erhält man  $y=a$ , d. h. der Schnittpunkt des Polynoms mit der y-Achse ist durch die Polynomkonstante a festgelegt. Es ergeben sich die aus der folgenden Tabelle ersichtlichen Parameter:

Druck-Fluß-Kurve	a	b	c	$R^2$
Arterieller extrakorporaler Druck	30,0714	-0,07591	$-6,66965 \cdot 10^{-4}$	0,99915
Venöser extrakorporaler Druck	19,45073	0,08208	$8,709711 \cdot 10^{-4}$	0,999888

[0056] Die Vorrichtung zur Ermittlung des Fistelflusses und des statischen arteriellen und venösen Drucks arbeitet nun wie folgt:

[0057] Während der Dialysebehandlung leitet die Steuereinheit 18 den Meßvorgang dadurch ein, daß der Blutfluß  $Q_B$  durch Veränderung der Flußrate der Blutpumpe 16 ausgehend von einem unteren Grenzwert kontinuierlich innerhalb eines vorgegebenen Bereichs bis zu einem oberen Grenzwert erhöht wird. Dabei wird der arterielle und venöse Druck  $p_{art}$ ,  $p_{ven}$  der arteriellen bzw. venösen Druckmeßeinrichtung 20, 22 gemessen. Die Meßwerte werden in der Speichereinheit 25 gespeichert. Daraufhin wird der Gefäßzugang zwischen arterieller und venösen Kanüle abgedrückt. Die Steuereinheit 18 erniedrigt nun, z. B. nach einer Bestätigung durch die Bedienperson den extrakorporalen Blutfluß ausgehend von dem oberen Grenzwert bis zu dem unteren Grenzwert, wobei der arterielle und venöse Druck  $p_{art\ komp}$ ,  $p_{ven\ komp}$  wieder gemessen und die Meßwerte gespeichert werden. Die Recheneinheit 27 liest die gespeicherten Meßwerte aus und berechnet aus den Meßwerten nach einem der oben beschriebenen Algorithmen den Fistelfluß  $Q_F$  und den statischen arteriellen und venösen Druck in der Fistel. Fistelfluß und Fisteldruck werden dann auf der Anzeigeeinheit 28 angezeigt.

#### 15 Patentansprüche

1. Verfahren zum Betreiben einer Blutbehandlungsvorrichtung zur Ermittlung des Blutflusses  $Q_B$  in einem Gefäßzugang während einer extrakorporalen Blutbehandlung, bei der Blut über einen arteriellen Zweig eines extrakorporalen Kreislaufs, der an einem arteriellen Anschluß mit dem Gefäßzugang in Fluidverbindung steht, in die Blutbehandlungseinheit der Blutbehandlungsvorrichtung gelangt und über einen venösen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs, der an einem venösen Anschluß mit dem Gefäßzugang in Fluidverbindung steht, zurückgeführt wird, dadurch gekennzeichnet, daß der Druck  $p_{art}$ ,  $p_{ven}$ ,  $p_{art\ komp}$ ,  $p_{ven\ komp}$  im arteriellen und/oder venösen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs bei offenem Gefäßzugang, während Blut durch denselben zwischen dem arteriellen und venösen Anschluß strömt, und bei unterbrochenem Gefäßzugang, während kein Blut durch denselben zwischen dem arteriellen und venösen Anschluß strömt gemessen wird, während der Blutfluß im extrakorporalen Kreislauf verändert wird, und daß aus den gemessenen Werten des arteriellen und/oder venösen Drucks  $p_{art}$ ,  $p_{ven}$ ,  $p_{art\ komp}$ ,  $p_{ven\ komp}$  bei offenem und unterbrochenem Gefäßzugang der Blutfluß  $Q_F$  im offenen Gefäßzugang zwischen dem arteriellen und venösen Anschluß bestimmt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch folgende Verfahrensschritte:

Verändern des Blutflusses  $Q_B$  im extrakorporalen Kreislauf bei offenem Gefäßzugang und Messen des Drucks  $p_{art}$ ,  $p_{ven}$  im arteriellen und/oder venösen Zweig und Speichern der Werte des arteriellen und/oder venösen Drucks  $p_{art}$ ,  $p_{ven}$  bei offenem Gefäßzugang,

Unterbrechen des Gefäßzugangs zwischen dem arteriellen und venösen Anschluß und

Verändern des Blutflusses  $Q_B$  im extrakorporalen Kreislauf und Messen des Drucks  $p_{art\ komp}$ ,  $p_{ven\ komp}$  im arteriellen Zweig und/oder venösen Zweig und Speichern der Werte des arteriellen und/oder venösen Drucks bei unterbrochenem Gefäßzugang.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß zur Ermittlung des Blutflusses im offenen Gefäßzugang derjenige Blutfluß  $Q_B$  im extrakorporalen Kreislauf bestimmt wird, bei dem der Druck  $p_{art\ komp}$  im arteriellen Zweig bei unterbrochenem Gefäßzugang gleich dem Druck  $p_{art}$  im arteriellen Zweig bei offenem Gefäßzugang ist.
4. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß zur Ermittlung des Blutflusses im offenen Gefäßzugang derjenige Blutfluß  $Q_B$  im extrakorporalen Kreislauf bestimmt wird, bei dem der Druck  $p_{ven\ komp}$  im venösen Zweig bei unterbrochenem Gefäßzugang gleich dem Druck  $p_{ven}$  im venösen Zweig bei offenem Gefäßzugang ist.
5. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Blutfluß im offenen Gefäßzugang aus dem ersten Blutfluß im extrakorporalen Kreislauf; bei dem der Druck  $p_{art\ komp}$  im arteriellen Zweig bei unterbrochenem Gefäßzugang gleich dem Druck im arteriellen Zweig  $p_{art}$  bei offenem Gefäßzugang ist, und dem zweiten Blutfluß im extrakorporalen Kreislauf ermittelt wird, bei dem der Druck im venösen Zweig  $p_{ven\ komp}$  bei unterbrochenem Gefäßzugang gleich dem Druck  $p_{ven}$  im venösen Zweig bei offenem Gefäßzugang ist.
6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Blutfluß im offenen Gefäßzugang aus dem Mittelwert des ermittelten ersten und zweiten Blutflusses bestimmt wird.

7. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß zur Ermittlung des Blutflusses im offenem Gefäßzugang derjenige extrakorporale Blutfluß  $Q_B$  bestimmt wird, bei dem die Differenz  $\Delta p_{art}$  zwischen dem Druck im arteriellen Zweig bei unterbrochenem Gefäßzugang und dem Druck im arteriellen Zweig bei offenem Gefäßzugang gleich null ist und/oder die Differenz  $\Delta p_{ven}$  zwischen dem Druck im venösen Zweig bei unterbrochenem Gefäßzugang und dem Druck im venösen Zweig bei offenem Gefäßzugang gleich null ist.
8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß zur Ermittlung des arteriellen und/oder venösen statischen Drucks im Gefäßzugang derjenige arterielle bzw. venöse Druck  $p_{art}$ ,  $p_{ven}$  im extrakorporalen Kreislauf bestimmt wird, bei dem der Blutfluß im extrakorporalen Kreislauf gleich null ist.
9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß aus den Werten des arteriellen und/oder venösen Drucks im arteriellen und/oder venösen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs bei unterbrochenem und offenem Gefäßzugang die Parameter einer den arteriellen bzw. venösen Druck in Abhängigkeit vom extrakorporalen Blutfluß  $Q_B$ , darstellenden Funktion  $p(Q_B)$  bestimmt werden.
10. Vorrichtung zur Ermittlung des Blutflusses in einem Gefäßzugang während einer extrakorporalen Blutbehandlung, bei der Blut über einen arteriellen Zweig eines extrakorporalen Kreislaufs, der an einem arteriellen Anschluß mit dem Gefäßzugang in Fluidverbindung steht, in die Blutbehandlungseinheit der Blutbehandlungsvorrichtung gelangt und über einen venösen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs, der an einem venösen Anschluß mit dem Gefäßzugang in Fluidverbindung steht, zurückgeführt wird, wobei in den extrakorporalen Kreislauf eine Blutpumpe geschaltet ist, mit
  - einer Steuereinheit (18) zum Verändern der Flußrate der Blutpumpe,
  - einer arteriellen und/oder venösen Meßeinrichtung (20, 22) zum Messen des Drucks  $p_{art}$ ,  $p_{ven}$ ,  $p_{art\ komp}$ ,  $p_{ven\ komp}$  im arteriellen bzw. venösen Zweig (19, 21) des extrakorporalen Kreislaufs (2) bei offenem Gefäßzugang, während Blut durch denselben zwischen dem arteriellen und venösen Anschluß (12, 13) strömt und bei unterbrochenem Gefäßzugang, während kein Blut durch denselben zwischen dem arteriellen und venösen Anschluß strömt wobei der Blutfluß  $Q_B$  im extrakorporalen Kreislauf verändert wird,
  - einer Speichereinheit (25) zum Speichern der Werte des gemessenen arteriellen und/oder venösen Drucks, und
  - einer Recheneinheit (27), die derart ausgebildet ist daß aus den gemessenen Werten des arteriellen und/oder venösen Drucks  $p_{art}$ ,  $p_{ven}$ ,  $p_{art\ komp}$ ,  $p_{ven\ komp}$  bei offenem und unterbrochenem Gefäßzugang der Blutfluß  $Q_F$  im offenen Gefäßzugang zwischen dem arteriellen und venösen Anschluß bestimmbar ist.
11. Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet daß die Steuereinheit (25) derart ausgebildet ist daß in einem ersten Takt der Blutfluß im extrakorporalen Kreislauf innerhalb eines vorgegebenen Bereichs veränderbar ist so daß mit der arteriellen und/oder venösen Meßeinrichtung (20, 22) der Druck im arteriellen bzw. venösen Zweig bei offenem Gefäßzugang meßbar und die Meßwerte in der Speichereinheit (25) speicherbar sind, und in einem zweiten Takt der Blutfluß in dem vorgegebenen Bereich nochmals veränderbar ist, so daß mit der arteriellen und/oder venösen Meßeinrichtung der Druck im arteriellen bzw. venösen Zweig bei unterbrochenem Gefäßzugang meßbar und die Meßwerte in der Speichereinheit speicherbar sind.
12. Vorrichtung nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Recheneinheit (27) derart ausgebildet ist daß zur Ermittlung des Blutflusses im offenen Gefäßzugang derjenige Blutfluß  $Q_B$  im extrakorporalen Kreislauf bestimmbar ist, bei dem der Druck  $p_{art\ komp}$  im arteriellen Zweig bei unterbrochenem Gefäßzugang gleich dem Druck  $p_{art}$  im arteriellen Zweig bei offenem Gefäßzugang ist.
13. Vorrichtung nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Recheneinheit (27) derart ausgebildet ist, daß zur Ermittlung des Blutflusses im offenen Gefäßzugang derjenige Blutfluß  $Q_B$  im extrakorporalen Kreislauf bestimmbar ist, bei dem der Druck  $p_{ven\ komp}$  im venösen Zweig bei unterbrochenem Gefäßzugang gleich dem Druck  $p_{ven}$  im venösen Zweig bei offenem Gefäßzugang ist.
14. Vorrichtung nach Anspruch 10 oder 11, daß die Recheneinheit (27) derart ausgebildet ist, daß der Blutfluß im offenen Gefäßzugang aus dem ersten Blutfluß im extrakorporalen Kreislauf, bei dem der Druck  $p_{art\ komp}$  im arteriellen Zweig bei unterbrochenem Gefäßzugang gleich dem Druck  $p_{art}$  im arteriellen Zweig bei offenem Gefäßzugang ist,

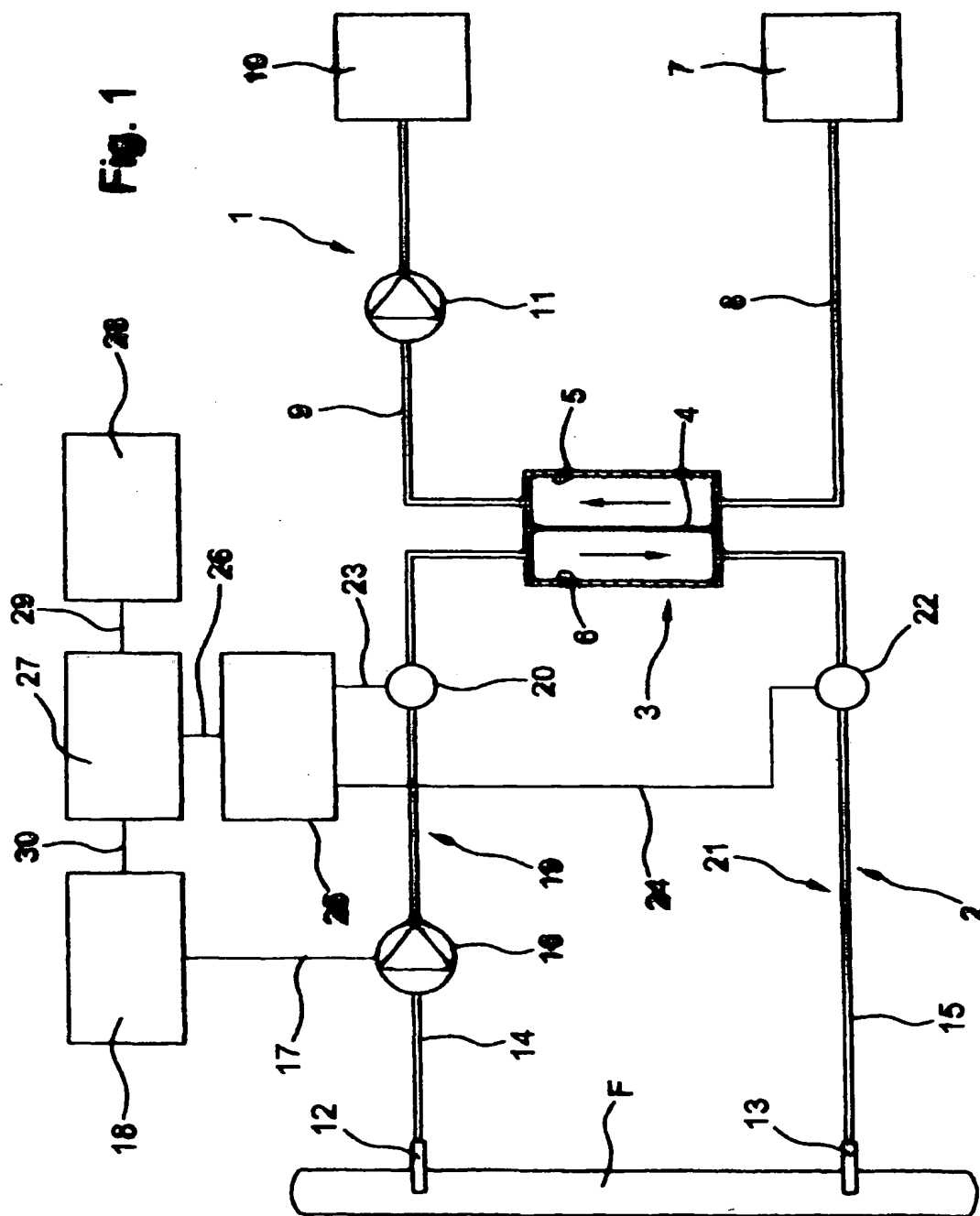
und dem zweiten Blutfluß im extrakorporalen Kreislauf bestimmbar ist, bei dem der Druck  $p_{art\ komp}$  im venösen Zweig bei unterbrochenem Gefäßzugang gleich dem Druck  $p_{ven}$  im venösen Zweig bei offenem Gefäßzugang ist.

5 15. Vorrichtung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet daß die Recheneinheit (27) derart ausgebildet ist, daß der Blutfluß im offenen Gefäßzugang aus dem Mittelwert des ermittelten ersten und zweiten Blutflusses bestimmbar ist.

10 16. Vorrichtung nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Recheneinheit (27) derart ausgebildet ist, daß zur Ermittlung des Blutflusses im offenem Gefäßzugang derjenige extrakorporale Blutfluß  $Q_B$  bestimmbar ist, bei dem die Differenz  $\Delta p_{art}$  zwischen dem Druck  $p_{art\ komp}$  im arteriellen Zweig bei unterbrochenem Gefäßzugang und dem Druck  $p_{art}$  im arteriellen Zweig bei offenem Gefäßzugang gleich null ist und/oder die Differenz  $\Delta p_{ven}$  zwischen dem Druck  $p_{ven\ komp}$  im venösen Zweig bei unterbrochenem Gefäßzugang und dem Druck im venösen Zweig  $p_{ven}$  bei offenem Gefäßzugang gleich null ist.

15 17. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 10 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß die Recheneinheit (27) derart ausgebildet ist, daß zur Ermittlung des arteriellen und/oder venösen statischen Drucks im Gefäßzugang derjenige arterielle bzw. venöse Druck  $p_{art}$ ,  $p_{ven}$  im extrakorporalen Kreislauf bestimmbar ist, bei dem der Blutfluß im extrakorporalen Kreislauf gleich null ist.

20 18. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 10 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Recheneinheit (27) derart ausgebildet ist, daß aus den Werten des arteriellen und/oder venösen Drucks  $p_{art}$ ,  $p_{ven}$ ,  $p_{art\ komp}$ ,  $p_{ven\ komp}$  im arteriellen und/oder venösen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs bei unterbrochenem und offenem Gefäßzugang die Parameter einer den arteriellen bzw. venösen Druck in Abhängigkeit vom extrakorporalen Blutfluß  $Q_B$  darstellenden Funktion  $p(Q_B)$  bestimmbar sind.



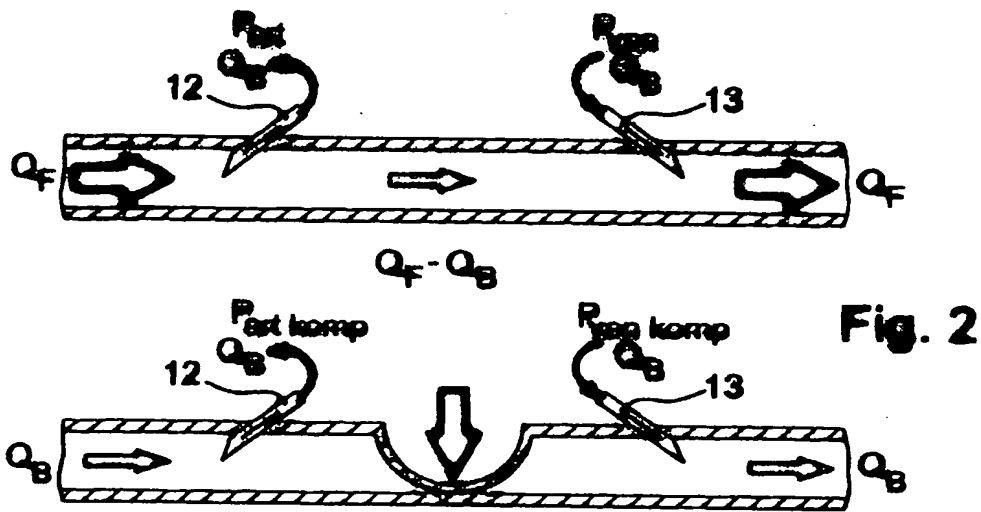


Fig. 3

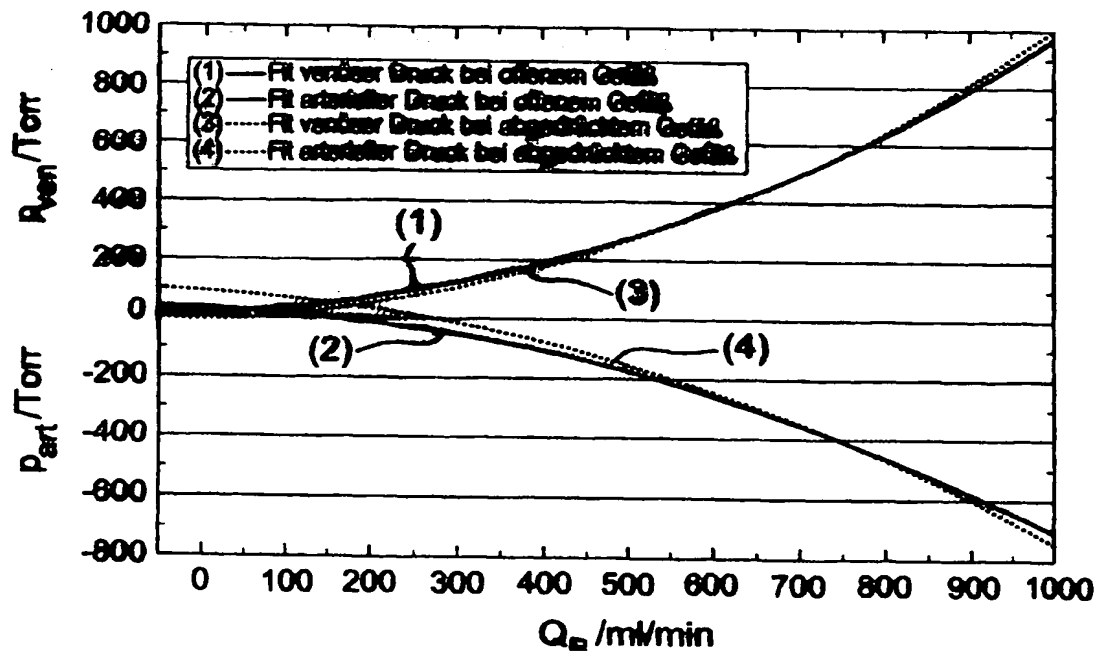


Fig. 4

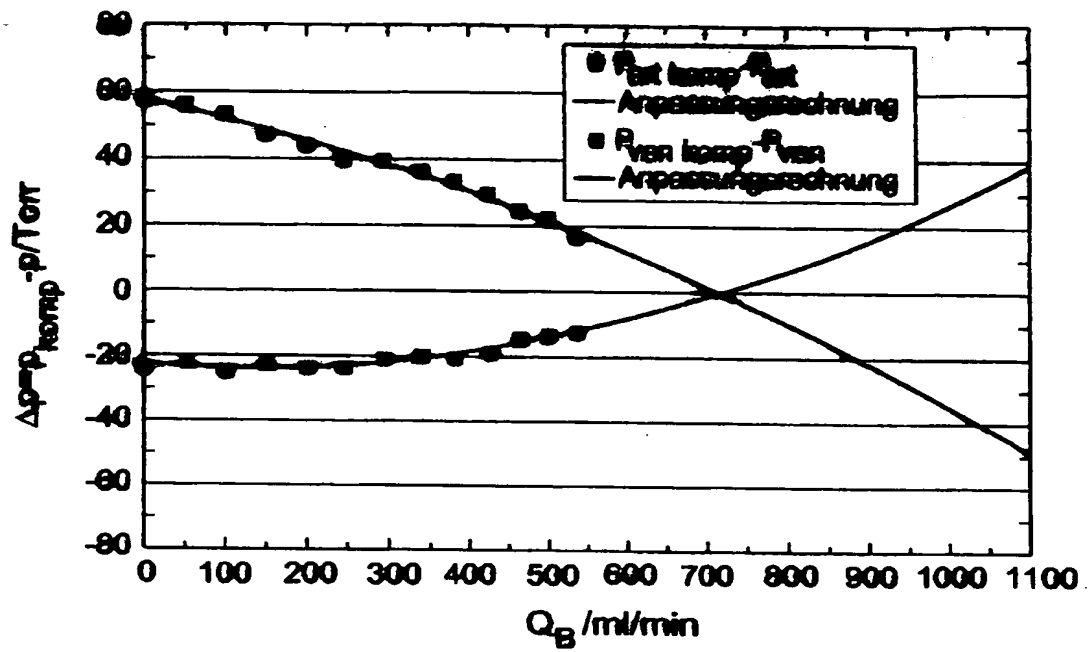
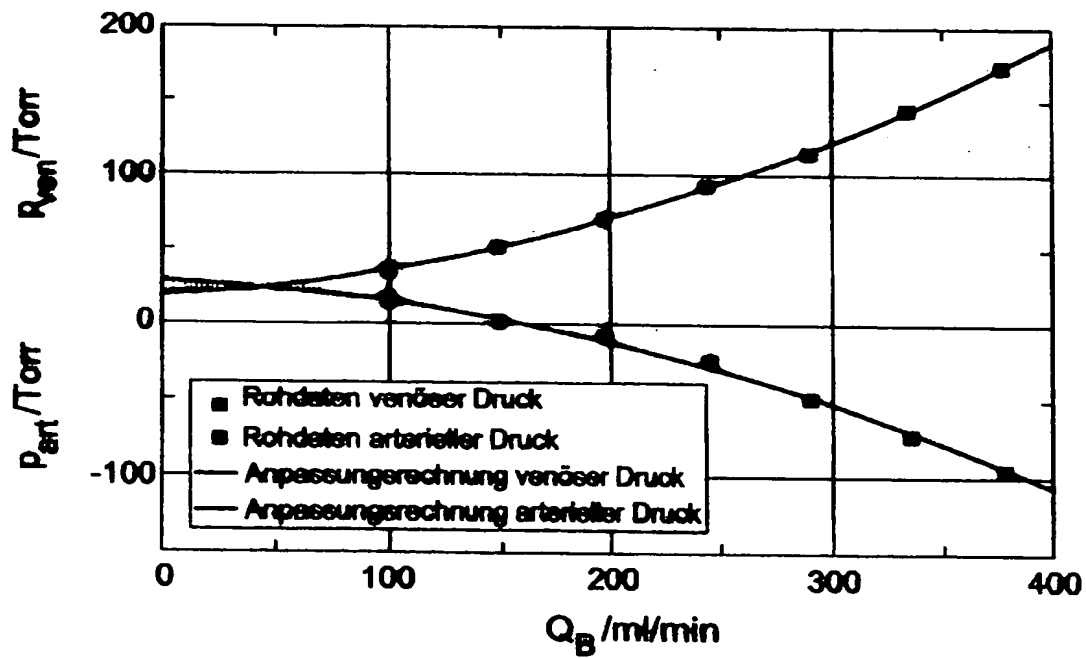


Fig. 5





(19)



Europäisches Patentamt  
European Patent Office  
Office européen des brevets



(11)

**EP 1 044 695 A3**

(12)

**EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(88) Veröffentlichungstag A3:  
08.08.2001 Patentblatt 2001/32

(51) Int Cl.7: **A61M 1/16**, A61M 1/34,  
A61M 1/36

(43) Veröffentlichungstag A2:  
18.10.2000 Patentblatt 2000/42

(21) Anmeldenummer: 00108111.6

(22) Anmeldetag: 13.04.2000

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
**AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU  
MC NL PT SE**  
Benannte Erstreckungsstaaten:  
**AL LT LV MK RO SI**

(72) Erfinder: **Kleinefort, Wolfgang**  
65779 Kelkheim (DE)

(74) Vertreter: **Luderschmidt, Schüler & Partner GbR**  
Patentanwälte,  
John-F.-Kennedy-Strasse 4  
65189 Wiesbaden (DE)

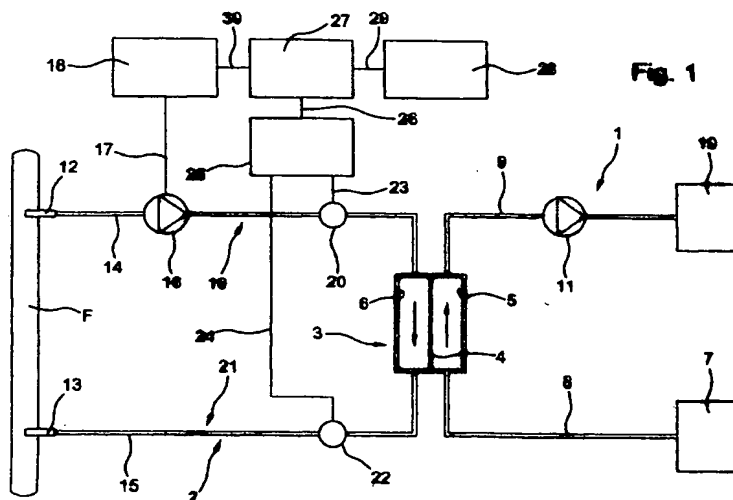
(30) Priorität: 16.04.1999 DE 19917197

(71) Anmelder: **Fresenius Medical Care Deutschland  
GmbH**  
61352 Bad Homburg v.d.H. (DE)

(54) **Verfahren und Vorrichtung zur Ermittlung des Blutflusses in einem Gefäßzugang**

(57) Es wird ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Ermittlung des Blutflusses  $Q_F$  in einem Gefäßzugang (F) während einer extrakorporalen Blutbehandlung beschrieben, bei der Blut über einen arteriellen Zweig (19) eines extrakorporalen Kreislaufs (2), der an einem arteriellen Anschluß (12) mit dem Gefäßzugang in Fluidverbindung steht, in die Blutbehandlungseinheit (3) der Blutbehandlungsvorrichtung gelangt und über einen venösen Zweig (21) des extrakorporalen Kreislaufs, der

an einem venösen Anschluß (13) mit dem Gefäßzugang in Fluidverbindung steht, zurückgeführt wird. Die Bestimmung des Blutflusses im Gefäßzugang beruht darauf, daß der Druck im arteriellen und/oder venösen Zweig  $p_{art}$ ,  $p_{ven}$  des extrakorporalen Kreislaufs bei offenem und unterbrochenem Gefäßzugang gemessen wird, während der extrakorporale Blutfluß  $Q_B$  verändert wird. Aus den gemessenen Werten des arteriellen und/oder venösen Drucks bei offenem und unterbrochenem Gefäßzugang wird dann der Fistelfluß  $Q_F$  bestimmt.





Europäisches  
Patentamt

# EUROPÄISCHER TEILRECHERCHENBERICHT

der nach Regel 45 des Europäischen Patent-  
übereinkommens für das weitere Verfahren als  
europäischer Recherchenbericht gilt

Nummer der Anmeldung

EP 00 10 8111

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.7)
A	WO 97 10013 A (GAMBRO AB ; JOENSSON SVEN (SE); STERNBY JAN (SE); HERTZ THOMAS (SE)) 20. März 1997 (1997-03-20) * Zusammenfassung; Abbildungen 1,2 *	10	A61M1/16 A61M1/34 A61M1/36
A	US 5 830 365 A (SCHNEDITZ DANIEL) 3. November 1998 (1998-11-03) * Spalte 10, Zeile 25 - Zeile 42 * * Abbildung 1 *	10	
A,D	DE 195 41 783 C (FRESENIUS AG) 27. März 1997 (1997-03-27) * Zusammenfassung; Abbildung 1 *	10	
A,D	DE 40 24 434 A (FRESENIUS AG) 13. Februar 1992 (1992-02-13) * Spalte 4, Zeile 23 - Zeile 52 * * Spalte 7, Zeile 49 - Spalte 8, Zeile 2 * * Abbildung 1 *	10	
			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.7)
			A61M
UNVOLLSTÄNDIGE RECHERCHE			
<p>Die Recherchenabteilung ist der Auffassung, daß ein oder mehrere Ansprüche, den Vorschriften des EPU in einem solchen Umfang nicht entspricht bzw. entsprechen, daß sinnvolle Ermittlungen über den Stand der Technik für diese Ansprüche nicht, bzw. nur teilweise, möglich sind.</p> <p>Vollständig recherchierte Patentansprüche:</p> <p>Unvollständig recherchierte Patentansprüche:</p> <p>Nicht recherchierte Patentansprüche:</p> <p>1-9</p> <p>Grund für die Beschränkung der Recherche:</p> <p>Artikel 52 (4) EPÜ - Verfahren zur chirurgischen Behandlung des menschlichen oder tierischen Körpers</p> <p>Artikel 52 (4) EPÜ - Verfahren zur therapeutischen Behandlung des menschlichen oder tierischen Körpers</p>			
Recherchenort		Abschlußdatum der Recherche	
DEN HAAG		7. Juni 2001	
		Prüfer	
		Lakkis, A	
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTEN			
<p>X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet</p> <p>Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie</p> <p>A : technologischer Hintergrund</p> <p>O : nichtschriftliche Offenbarung</p> <p>P : Zwischenliteratur</p> <p>T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze</p> <p>E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist</p> <p>D : in der Anmeldung angeführtes Dokument</p> <p>L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument</p> <p>&amp; : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument</p>			

EPO FORM 1503 03 92 (PAC/06)

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT  
ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 00 10 8111

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patendokumente angegeben.  
Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am  
Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

07-06-2001

Im Recherchenbericht angeführtes Patendokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 9710013 A	20-03-1997	SE 508374 C	28-09-1998
		AU 7003996 A	01-04-1997
		EP 0957956 A	24-11-1999
		JP 11513270 T	16-11-1999
		SE 9503125 A	13-03-1997
		US 6090048 A	18-07-2000
US 5830365 A	03-11-1998	DE 19528907 C	07-11-1996
DE 19541783 C	27-03-1997	EP 0773035 A	14-05-1997
		JP 9173444 A	08-07-1997
		US 5866015 A	02-02-1999
DE 4024434 A	13-02-1992	KEINE	

EPO FORM P0461

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82